

**METHOD AND DEVICE FOR JUDGING T WAVE MARKER POINT DURING ANALYZING QT DISPERSION**

[71] **Applicant:** MARQUETTE MEDICAL SYST INC

[72] **Inventors:** CHIUJENU SHUE; SHANKARA REDEI

[21] **Application No.:** JP1998136588A

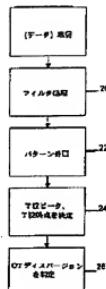
[22] **Filed:** 19980519

[43] **Published:** 19991124

[30] **Priority:** JP JP1998136588A 19980519

[Go to Fulltext](#)

[Get PDF](#)



**[57] Abstract:**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a method and device for analyzing QT dispersion in an ECG guiding signal.

**SOLUTION:** The method and device for analyzing QT dispersion in the ECG guiding signal obtains plural ECG guiding signals, filter-processes the signal (20), removes noise without distorting the form of a T wave, judges a T wave marker critical point to calculate QT dispersion and its pulse wave corrected value from a decided (22), (24) and (26) T wave marker. In addition, the device includes a processor programed to execute these functions.

**COPYRIGHT:** (C)1999,JPO&Japio

**[52] US Class:**

**[51] Int'l Class:** A61B00050452

**[52] ECLA:**



(10) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-318842

(43) 公開日 平成11年(1999)11月24日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>  
A 61 B 5/0452

識別記号

F I  
A 61 B 5/04

3 1 2 A

審査請求 未請求 請求項の数42 O L 外国語出願 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願平10-136588

(71) 出願人 598065104

(22) 出願日 平成10年(1998) 5月19日

マーケット メディカル システムズ インコーポレイテッド  
アメリカ合衆国, ウィスコンシン 53223,  
ミルウォーキー ウエスト・タワー・アヴ  
エニス, 8200

(72) 発明者 ディウジエヌ シュエ

アメリカ合衆国, ウィスコンシン 53022,  
ジャーマンタウン, リンカーン・ドライヴ  
エヌ105 ダブリュ14752

(74) 代理人 弁理士 伊東 忠彦 (外1名)

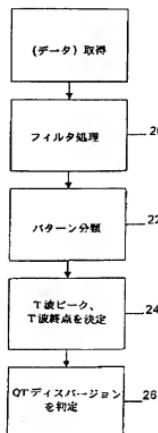
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 QTディスパージョン解析中のT波マーカ点判定の方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 ECG誘導信号中のQTディスパージョンを解析するための方法及び装置の提供を目的とする。

【解決手段】 本発明の ECG誘導信号中のQTディスパージョンを解析するための方法及び装置は、複数のECG誘導信号を取得し、該信号をフィルタ処理しT波の形態をひずませることなく雑音を除去し、T波マーカ臨界点を判定し、QTディスパージョンおよびその心拍補正値を決定されたT波マーカから計算することを含む。その装置はこれらの機能を実行するようプログラムされたプロセッサを含む。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 様数のECG誘導信号を取得するステップと、

該信号をフィルタ処理し、T波の形態をひずませることなく雑音を減少させるステップと、

T波マーカ臨界点を判定するステップと、

決定されたT波マーカ点よりQTディスバージョンおよびその心拍補正值を算出するステップを含み、ECG誘導信号中のQTディスバージョンを解析する方法。

【請求項2】 T波を異なるグループに分類するステップを含む請求項1記載の方法。

【請求項3】 前記フィルタ処理ステップが列ごとのマトリクス中に前記ECGの各誘導信号を蓄積し、各ECG信号を次元漸化法によりマトリクスを分解することで再構築することを含む、請求項1記載の方法。

【請求項4】 該フィルタ処理のステップは、列ごとのマトリクスA中に前記ECGの各信号を蓄積し、各ECG信号を次元漸化法によりマトリクスAを3つのマトリクス【数1】

$$A_1 = U_1 S_1 V_1^T$$

に分解することで再構築することを含み、

ここで、UおよびVはそれぞれ直交マトリクスで、  
Sは対角マトリクス： $[S_1, S_2, \dots, S_k]_{m \times n}$  であり、その要素は単調に減少する値、すなわち  $S_1 > S_2 > \dots > S_k$  を持ち、そして  $k < n$  で、原次元である、請求項1記載の方法。

【請求項5】 少なくともいくつかの再構築されたECG信号の連続するサンプル間の絶対差から検出閾値を生成し、検出閾値の谷の点からT波ピークを決定するステップを含む、請求項4記載の方法。

【請求項6】 領域の中心をとることにより検出閾値の谷の点を決定するステップを含む、請求項5記載の方法。

【請求項7】 T波臨界マーカ点を判定するステップが、T波の後の再構築されたECG信号の最大傾斜と、閾値プラスT波振幅に基づいた非線形の補正閾値との交点からT波終点を決定するステップを含む、請求項6記載の方法。

【請求項8】 雜音が多く、平坦なT波あるいは定義されないパターンを伴なうT波のECG信号を無視するステップを含む、請求項7記載の方法。

【請求項9】 T波を異なるグループに分類するステップを含む請求項8記載の方法。

【請求項10】 T波臨界マーカ点を判定するステップは、少なくともいくつかのECG誘導信号についてのテンプレートを生成するステップと、測定されたECG信号を該テンプレートに取り合わせるステップを含む、請求項5記載の方法。

【請求項11】 雜音が多く、平坦なT波あるいは定義

されていないパターンを伴なうT波のECG信号を無視するステップを含む請求項10記載の方法。

【請求項12】 T波を異なるグループに分類するステップを含む請求項11記載の方法。

【請求項13】 少なくともいくつかの再構築されたECG信号の連続するサンプルの中から絶対差を決定するステップと、前記絶対差から検出閾値を生成するステップ、および検出閾値の谷の点からT波ピークを決定するステップを含む、請求項1記載の方法。

【請求項14】 検出閾値の谷の点を決定するステップが領域の中心をとることを含む請求項13記載の方法。

【請求項15】 T波マーカ臨界点を判定するステップが、T波のピークの後の再構築されたECG信号の最大傾斜周辺で最小二乗値と一致する線と、閾値プラスT波の振幅に基づく非線形の補正閾値との交点から、T波の終点を決定するステップを含む請求項13記載の方法。

【請求項16】 雜音が多く、平坦なT波を持つ、あるいは定義されないパターンを伴なうT波のECG信号を無視するステップを含む請求項15記載の方法。

【請求項17】 T波マーカ臨界点を判定するステップが、少なくともいくつかのECGの誘導信号についてテンプレートを生成するステップと、測定されたECG信号を該テンプレートに取り合わせるステップを含む、請求項13記載の方法。

【請求項18】 雜音が多く、平坦なT波を持つ、あるいは定義されないパターンを伴なうT波のECG信号を無視するステップを含む請求項17記載の方法。

【請求項19】 様数のECG誘導信号を取得する手段と、

該信号をフィルタ処理しT波の形態をひずませることなく雑音を減少させる手段と、  
T波マーカ臨界点を判定する手段および決定されたマーカからQTディスバージョンおよびその心拍補正值を計算する手段を含むECG誘導信号中のQTディスバージョンを解析するための装置。

【請求項20】 T波を異なるグループに分類する手段を含む請求項19記載の装置。

【請求項21】 フィルタ処理の手段が、列ごとのマトリクス中に前記ECG誘導信号を蓄積する手段、および次元漸化法によりマトリクスを分解することで各ECG信号を再構築するための手段を構成する請求項19記載の装置。

【請求項22】 前記フィルタ処理の手段が列ごとのマトリクスA中の前記ECG信号を蓄積する手段と、次元漸化法によりマトリクスAを以下の3つの部分マトリクス【数2】

$$A_1 = U_1 S_1 V_1^T$$

に分解することにより、各ECG信号を再構築する方法を構成し、

ここで、UおよびVはそれぞれ直交マトリクスで、

S<sub>1</sub> は対角マトリクス:  $[S_{11}, S_{12}, \dots, S_{1n}]_{n \times n}$  であり、その要素は単調に減少する値、すなわち  $S_{11} > S_{12} > \dots > S_{1n}$  を持つ、請求項1 9記載の装置。

【請求項2 3】 少なくともいくつかの再構築されたECG信号の連続するサンプル間の絶対差から検出閾値を生成する手段およびその検出閾値の谷の点からT波ピークを決定する手段を含む、請求項1 9記載の装置。

【請求項2 4】 T波のピークを決定する手段が谷の点の領域の中心をとる手段を含む請求項2 3記載の装置。

【請求項2 5】 T波マーカ臨界点を判定する手段が、T波ピークの後の再構築されたECG信号の最大傾斜と閾値プラスT波振幅に基づく非線形の補正閾値との交点からT波終点を決定する手段を含む請求項2 3記載の装置。

【請求項2 6】 雜音が多く、平坦なT波あるいは定義されないパターンを伴なうT波のECG信号を無視する手段を含む請求項2 3記載の装置。

【請求項2 7】 T波マーカ臨界点を判定する手段が、少なくともいくつかのECG誘導信号のテンプレートを生成する手段および前記テンプレートに測定されたECGを取り合わせる手段を含む請求項2 3記載の装置。

【請求項2 8】 雜音が多く、平坦なT波あるいは定義されないパターンを伴なうT波のECG信号を無視する手段を含む請求項2 7記載の装置。

【請求項2 9】 少なくともいくつかの再構築されたECG信号の連続するサンプル間の絶対差から検出閾値を生成する手段およびその検出閾値の谷の点からT波ピークを決定する手段を含む請求項1 9記載の装置。

【請求項3 0】 T波のピークを決定する手段が、谷の点の領域の中心をとる手段を含む請求項2 9記載の装置。

【請求項3 1】 T波マーカ臨界点を判定する手段が、T波ピークの後の再構築されたECG信号の最大傾斜と閾値プラスT波振幅に基づく非線形の補正閾値との交点からT波終点を決定する手段を含む、請求項3 1記載の装置。

【請求項3 2】 雜音が多く、平坦なT波あるいは定義されないパターンを伴なうT波のECG信号を無視する手段を含む請求項3 1記載の装置。

【請求項3 3】 T波を異なるグループへ分類する手段を含む請求項3 2記載の装置。

【請求項3 4】 T波マーカ臨界点を判定する手段が、少なくともいくつかのECG誘導信号についてのテンプレートを生成する手段と、測定されたECG信号を該テンプレートに取り合わせる手段を含む、請求項3 0記載の装置。

【請求項3 5】 雜音が多く、平坦なT波あるいは定義されないパターンを伴なうT波のECG信号を無視する手段を含む請求項3 4記載の装置。

【請求項3 6】 T波を異なるグループへ分類する手段を含む請求項3 5記載の装置。

【請求項3 7】 T波マーカ臨界点を判定するステップがT波のピークおよびT波の終点を決定するステップを構成する請求項1記載の方法。

【請求項3 8】 T波マーカ臨界点を判定する手段がT波のピークおよびT波の終点を決定する手段を構成する請求項1記載の装置。

【請求項3 9】 取得されたECG誘導信号のT波マーカ臨界点を判定するステップと、

10 QTディスバージョンおよびその心拍補正值を決定されたT波マーカから計算するステップを構成し、取得されたECG誘導信号中のQTディスバージョンを解析する方法。

【請求項4 0】 T波マーカを決定するステップがT波ピークおよびT波終点の決定を構成する、請求項3 7記載の方法。

【請求項4 1】 ECG信号中より取得されたQTディスバージョンを解析し、

T波臨界マーカを判定する手段および、  
QTディスバージョンおよびその心拍補正值を、決定されたT波マーカから計算する手段を含む装置。

【請求項4 2】 T波マーカを決定する手段がT波ピークおよびT波終点を決定する手段を構成する請求項4 1記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】 体表面心臓電位図中のQT間隔とはQRSの始まりからT波の終わりまでの時間間隔である。QTディスバージョンは異なるECG誘導で測定されるQT間隔中の差異の測度である。QTディスバージョンの測度の一つは、最長及び最短のQT間隔の差であり、別の測度には、ECG全誘導から測定されたQT間隔の標準偏差がある。

【0 0 0 2】

【従来の技術】 最近の研究では増加したQTディスバージョンは悪性不整脈のマーカであることが判明している。臨床的には、QTディスバージョンは不整脈治療薬の効果および心室再分極時間と監視するため用いられる。ほとんどの場合、QTディスバージョンは手動で測定され、そこではT波の終わりはT波が等電位線に戻る点を測定することで判定されている。しかし、いくつかの研究で相互観察者および内部観察者によるQTディスバージョンの差が見出されている。雑音あるいは不規則なT波の形状を伴なうECG中から矛盾の無い測定値を得るのは一層困難である。この理由のため、T波の終点およびT波のピークを測定するためのコンピュータ化され自動化された方法が開発された。

【0 0 0 3】 これらの研究の中で提案されたT波終点を客観的で矛盾無く測定するためのマーカには、(a) T波が等電位線プラス閾値を交差する点、(b) T波の最終傾斜と、T波の最終ピークの振幅の一部である閾値との

交点、(c) T波の微分の最終傾斜と、T波の微分の最終ピークの振幅の一部分である閾値との交点、(d) T波の面積がT波の面積全体のうちで一定の百分率(90%)に達した点、がある。(a)の方法は手動法と同じ問題があり、(b)および(c)の方法は閾値を決定する際、安定した最大傾斜となる点を見出すのが困難である。(d)の方法はハイリスクの患者からローリスクの患者を差別化する際に有用であるとの証明がされていない。

【0004】QTディスパージョン測定が良好な再現性を有しハイリスクとローリスクグループをうまく差別化ができるようT波マーカを提供する必要がある。T波は、時間と周波数両方の領域においてQRSのように形態的に明確に定義されていない、ということがよく知られている。従って、一点に依存する測定方法はいずれも雑音とT波の形状変化の影響を受けやすい。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、ECG波形中のQTディスパージョンを判定するための、新規な改善された方法および装置の提供にある。本発明のさらなる目的は、ECG波形中のT波部分のピークと終点を判定するための方法および装置の提供にある。

【0006】本発明の別の目的は、QTディスパージョン測定で高度の再現性を有すT波マーカを判定するための方法および装置の提供にある。さらに本発明の別の目的は、QTディスパージョン測定がハイリスクとローリスクグループの間を高度に差別化するT波マーカを提供するための方法と装置の提供にある。

【0007】本発明のまた別の目的は、単一基準点に依存せずQTディスパージョン測定が実施できる方法及び装置の提供にある。さらに本発明の目的は、精度が雑音あるいはT波の形状変化の影響を受けずにQTディスパージョンを測定する方法と装置の提供にある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記およびそれ以外の本発明の目的および長所は、それについて添付の図面類と共になされた詳細な記載から一層明確になっていくであろう。一般に、本方法はECG誘導信号中のQTディスパージョンの解析方法を構成し、複数のECG誘導信号を取得するステップ、該信号をフィルタ処理しT波の形態をひずませることなく雑音を除去するステップ、T波の臨界マーカ点を判定するステップ、およびQTディスパージョンとその心拍捕正値を、決定されたマーカから計算するステップを含む。

【0009】本発明をさらに具体的に解説すると、フィルタ処理の方法は列ごとのマトリクス中に前記の各ECG誘導信号を蓄積し、次元漸化法によりそのマトリクスを分解することで各ECG信号を再構築する。さらに解説すると、本発明は少なくともいくつかの再構築されたECG信号の連続するサンプル間の絶対差から検出閾値を生成し、その検出閾値の谷の点からT波ピークを判定するス

テップを含む。ひとつの実施例によれば、検出閾値の谷の点は領域の中心をとることで判定される。

【0010】さらに本発明についての別の具体例によると、T波マーカ臨界点を判定するステップは、T波ピークの後の再構築されたECG信号の最大傾斜周辺の最小二乗値に一致する線と、閾値プラスT波の振幅に基づいた非線形補正閾値の交点からTの終点を決定するステップを含む。もう一つの具体例によると、T波マーカ臨界点を判定するステップは、少なくともいくつかのECG誘導信号のテンプレートを生成するステップおよび測定されたECGを該テンプレートに合致させるステップを含む。

【0011】本発明はECG誘導信号中のQTディスパージョンを解析するための装置も含み、複数のECG誘導信号を取得するための手段、該信号をフィルタ処理し、T波の形態をひずませることなく雑音を除去する手段、T波マーカ臨界点を判定する手段およびQTディスパージョンとその心拍捕正値を決定されたマーカから計算する手段を含む。

【0012】本発明の更に詳しい解説によると、フィルタ処理は前記ECG誘導の各信号を列ごとのマトリクスに蓄積する手段と次元漸化法によりそのマトリクスを分解することで各ECG信号を再構築するための手段を含む。別の解説によれば、本発明は少なくともいくつかの再構築されたECG信号の連続したサンプル間の絶対差から検出閾値を生成する手段と、その検出閾値の谷の点からT波ピークを判定するための手段を含む。

【0013】本発明は、T波ピークを判定する手段が谷の点の領域の中心をとる手段を含むことも意図している。本発明をさらに解説すると、T波マーカ臨界点を判定する手段は、T波ピークの後の再構築されたECG信号の最大傾斜と閾値プラスT波の振幅に基づく非線形補正閾値の交点からTの終点を決定する方法を含む。

【0014】別の具体例では、T波マーカ臨界点を判定する手段は少なくともいくつかのECG誘導信号のテンプレートを生成するステップと、測定されたECG信号を該テンプレートに合致させる手段を含む。

【0015】

【発明の実施の形態】本発明の望ましい実施例について詳細に説明する。図1は現発明による心電モニタおよび12誘導解析システムを概略で図示したものである。そのシステムは、患者の身体の上に置かれる10乃至14個の電極にリードワイヤにより接続される通常のデータ取得用モジュールI2を含む。図示された実施例では、電極は12誘導ECG信号を提供するために置かれる。特に、電極は右脳電極RA、左脳電極LA、胸部電極V1、V2、V3、V4、V5、V6、右足電極RLおよび左足電極LLを含む。14個の電極に接続されたデータ取得モジュールI1に接続し、追加の胸導導子の位置はV3R、V4R、V8あるいは右心室および後胸導のいずれかの位置と組み合わせる。データ取得用モジュールI2は患者の呼吸および筋肉アーチファク

トを除去するための通常の同相除去およびフィルタを含む。取得モジュールはアナログのリード線信号をデジタル信号に変換し、患者用リードについて直接得られる通常のECG誘導I、II、V1、V2、V3、V4、V5、V6、V3R、V4R、V8と、アイントホーフェンの法則により導出されるIII、aVR、aVF、aVLの誘導を生成する。ECG誘導信号を決定もしくは導出するために利用される電極信号の組み合わせは技術上周知であり、簡潔を期すためにここでは検討しない。デジタル化されたECG信号は12もししくは15誘導およびQTディスパーションおよび再分極解析のためにプロセッサ14へと提供される。

【0016】プロセッサ14は図2で示された方法を実行するためにプログラムされており、QTディスパーション解析器15の一部を形成する。解析器はマイクロソフト社ウインドウズ95あるいはマイクロソフト社ウインドウズNTオペレーティングシステムのいずれかで動作するパーソナルコンピュータである。解析器の主な目的は多数のECGを分析しそれによりこれらのECGを解析器15の最初のウインドウ16上で見直しすることにある。本システムはT波オフセット点およびT波ピークを自動的に検出し、QTディスパーション、QTピークディスパーション、およびその心拍正値を計算し、それらを2番目のウインドウ18に表示する。さらに、QTパラメータはパッチモードでECGファイルのグループについて自動的に検出され、これらの結果はマイクロソフト社アクセスのデータベースに保存される。また、12誘導ECGのQTマップもウインドウ9に表示される。さらに、処理されたECGデータをウインドウ17でユーザーが見直しを行い、T波ピーク中のT波オフセット点を必要であれば修正できるレビュー機能がある。最終的にユーザーはこれらのECGファイルをフロッピーディスクからハードディスクへとファイルネームを重ね合わせることなくコピーができ、QTディスパーションの結果レポートを印刷できる。

【0017】プロセッサ14は図2に示された方法あるいは機能を実行するようプログラムされており、本発明の望ましい実施例によるQTディスパーションの判定方法を示すブロック図である。本方法あるいはプログラムはECG誘導信号をフィルタ処理しT波の形態をひずませることなく雑音を削減するステップを含む。フィルタ処理された信号は異なるグループへと分けられ、上界、逆転、二相性あるいはT-U波結合型等のグループに分類される。T波ピーク、T波といった臨界マーカが決定される。次にQTディスパーションと、決定されたマーカに基づき補正された心拍値が計算される。マーカは12誘導すべてを横切る基準点、QRSオンセット点およびQRSオフセット点等を測定することにより判定される。12誘導を横切るQRSオンセット点のばらつきはT波終点のばらつきよりもはるかに小さいことが示されている。従って、12誘導すべてについて同じQRSオンセット

ト点を用いることができる。全体的オフセット点は、個々の誘導のT波マーカを検索するための最初の基準として計算される。これらのマーカは図3に示されている。プログラムされたコンピュータは、図2のブロック図中に示された機能を実行する手段、特にECG信号をフィルタ処理しT波の形態をひずませることなく雑音を除去する手段20、T波を異なるグループへと分類するための手段22、T波マーカ臨界点を決定するための手段24、およびQTディスパーションを計算するための手段26を含む。

【0018】フィルタ処理のステップはSingular-Value Decomposition(特異値分解)(SVD)の次元漸化法を基にしている。この技法はケンブリッジ・ユニバーシティ・プレス版、ウイリアム・H・プレス氏、ソール・A・トゥーコルスキー氏、ブライアン・P・フラネリー氏、ウイリアム・T・ウェッターリング氏著、Numerical Recipes in C(Cにおける数値法)、The Art of Scientific Computing(科学的コンピュータ計算技術)(1988年)の60から71ページおよび534から539ページで検討され、本文中に引用され組み入れられている。SVDは、すべてのUXSマトリクスで、その数の行Uが数の列Sより大なりあるいは等しいという線形代数の公理に基づくもので、UXS列直交マトリクスUSの積、正あるいは0の要素を持つUXS対角マトリクスSI、およびUXS直交マトリクスVの配置行列として表すことができる。これらのマトリクスの形は以下に図示されている。

【0019】

【数3】

$$\begin{bmatrix} A \\ \vdots \\ A \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U \\ \vdots \\ U \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S_1 & S_2 & \cdots & S_n \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} V^T \\ \vdots \\ V^T \end{bmatrix}$$

【0020】UおよびVのマトリクスは、その列が正規直交あるいは表という意味で直交である。

【0021】

【数4】

$$\sum_{i=1}^M U_{ik} U_{in} = \delta_{kn} \quad 1 \leq k \leq N \quad 1 \leq n \leq N$$

$$\sum_{j=1}^N U_{jk} U_{jn} = \delta_{kn} \quad 1 \leq k \leq N \quad 1 \leq n \leq N$$

【0022】

【数5】

$$\left[ \begin{array}{c} U^T \\ U \end{array} \right] \cdot \left[ \begin{array}{c} V \\ U \end{array} \right] = \left[ \begin{array}{c} V^T \\ V \end{array} \right] \cdot \left[ \begin{array}{c} V \\ U \end{array} \right] = \left[ \begin{array}{c} 1 \\ \vdots \end{array} \right]$$

【0023】Vは2乗なので、それも行の正規直交であり、 $V \cdot V^T = 1$ である。12もしくは15誘導のECG信号は蓄積され、最初の行が各誘導中の最初のサンプルを表すデジタル信号を構成し、最初の列が最初の誘導のサンプルを構成し、それが以下同様に続く列ごとのマトリクス中に存在する。SVD次元漸化法はAマトリクスを3つのマトリクスに分解する。

【0024】

【数6】

$$A = USV^T$$

【0025】そこにおいて、UおよびVはその列がそれ正規直交であるという意味で直交マトリクスであり、Sは特異マトリクスと称される対角行列で、また $[S_1, S_2, \dots, S_n] diag'$ として表すことができ、その要素は単調に減少する値、すなわち $S_1 > S_2 > \dots > S_n$ を持つ。

【0026】百件以上のECG解析後、最初の3つの対角成分はエネルギー計の98%以上に寄与していることが判明した。すなわち、

【0027】

【数7】

$$\frac{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}{N} > 98$$

$$\sum_{i=1}^n S_i^2$$

【0028】ゆえにECGは各マトリクスの最初の3つの要素を利用して再構築する事が出来る。この方法で、U1は最初の3つの列を利用するUマトリクスの部分集合、V1は最初の3つの行を利用するVの部分集合、S1は最初の3つの要素を利用するSの部分集合として理解される。新しい12あるいは15誘導ECGは次のように再構築される。

【0029】

【数8】

$$A_1 = U_1 S_1 V_1^T$$

【0030】再構築された2つのT波はもとのT波と共に図4に示されている。再構築されたT波はもとの波よりも滑らかであるが通常のデジタルフィルタが使用される時によく発生する位相ひずみおよび延長形が無い。また、最初の4つの成分を利用することにより12誘導ECG信号のQRS部分は高い精度で再構築が可能ということが判明した。

【0031】T波の形態はT波検出閾値を用いていくつ

かの大きなパターンに類別できる。これらのパターンには単相の上昇T波(大部分の通常のECG)、単相性逆転T波、2相性T波およびT-U波の結合型がある。検出閾値を形成するには、SVDが再構築したT波の連続したサンプルと絶対値の差を用いる。T波検出閾値の例が二件、図5に示されている。それは次のように見る事ができる。

(1) T波検出閾値において値はすべて正であり、(2) 検出閾値中のピークはもとのT波の最大傾斜(上昇傾斜あるいは下降傾斜)に対応し、(3) 検出閾値中の谷の点はもとのT波のピークに対応する。このT波検出閾値は、発生する可能性があるペースラインの浮動を除去しT波の特徴を向上させる。T波のピークは、比較的平坦なブラーでは不規則もしくは偽りの場合があるので、T波のピークは検出閾値中の谷の点からより簡単に確認することができる。

【0032】パターン認識用の検出閾値内の形態に基づいたパターンは以下のようにまとめることができる。  
(1) 上昇および逆転の形態を持つT波は共に検出閾値内で同様な特徴を有する。すなわち2つのピークと1つの谷があり、(2) 二相性T波は3つ以上のピークおよび2つ以上の谷を持ち、(3) U波は検出閾値中の主要ピークにもっと多くのピークと谷が加わる。

【0033】見て分かるように、T波のピークは検出閾値中の谷の点から決定することができる。しかし、事態はもっと複雑である。というのは、波のピークはQRS波形のピークのように明確に定義されないからである。多くの場合、T波の周辺、特に振幅の小さいT波にはブラーがある。そのために領域の中心をとるステップをこの問題克服のため採用する。検出閾値の谷の点の周辺領域は以下の通りである。

【0034】そこにおいて

【0035】

【数9】

$$\{T_{x1} \leq T_p - Th < Y_x < T_p + Th\}$$

【0036】 $T_{x1}$ はT波の標本点であり、 $T_p$ は検出閾値により定義されたピーク点であり、 $Th$ はその領域の閾値であり、 $Y_x$ は $T_p$ 周辺T波の振幅である。この領域の中心点が最終T波ピークとして定義される。この方法は検出閾値の谷の点をT波ピークとして直接用いるより、

40 再現性がより高いということが判明した。

【0037】もう一つのT波ピークの検出方法はSVD技法に基づいた型取り合わせ法である。単相性と確認されたT波についてSVD解析が行われた。T波のテンプレートは図6に示されるようにUマトリクスの最初の列であり、最初の主要素のベクトルである。このテンプレートは図1のディスプレイ1の移動ウインドウ中のT波と取り合わせるために用いられる。T波ピークはテンプレートとT波が最大の相関閾値を持つ点として定義される。この方法は、領域中心法より正確である。というの50は数箇所の点だけに依存する方法に代えて、全体的なテ

ンプレートを使用するからである。

【0038】T波の位置を突き止めた後、最終T波の後の最大傾斜点(MSP)がT波の終点を見つけるために用いられる。MSPの接線は雑音の影響を受ける可能性がより大きいので、それを利用する代りに、MSP周辺のいくつかの隣接点を解析する。図7で示す通り、その領域はMSPの前の、30~32の2点、MSPそのもの、MSPの後の34、36、38、40の4点を含む。図7で示されたように直線をこの部分に一致させるために、最小二乗法が使用される。もう一本の線をT-P部で定義された閾値を用いて引き、それがウインドウの中の基線プラス1つの標準偏差である。この二つの線の交点が最初のT波終点として定義される。次にT波のピークの振幅に基づいた非線的補正が最初のT波の終点にあてはめられる。この補正是図8に示され、そこではミリ秒単位の補正がT波に対し座標で示される。T-U波が結合したものについては、T波の終点はT波といつかのU波の間にある最下点まで更に延長されている。

【0039】T波ピークおよびT波の終点を基にして、QTディスパージョンが計算される。最初に、以下のいずれかの条件をもつ誘導は削除される。

(a) 非常に雑音が多く、(b) T波が非常に平坦で、(c) 定義されていないパターンを伴なうT波。T波ピークのばらつきについては、二相性T波を有する誘導は削除される。

【0040】ミリ秒単位でのQT間隔は分時拍動数(bpm)と共に変化するので、T波ピークのばらつきもbpm数と共に変化する。I2誘導(全体)と胸部誘導(胸部)のばらつきはよく知られているバセットの式を用いて心拍数に従い以下のように補正する。

【0041】  
【数10】

$$QT_c = QT \cdot \sqrt{HR/60}$$

\* 【0042】そこにおいて、

QTc = 補正されたQT間隔

QT = 計算されたQT間隔

HR = 分時拍動数による心拍数

ばらつきについては最大と最小のQT間隔の差、すなわち最大のQTの終点(あるいはQTピーク)と、最小のQTの終点あるいはQTピークの差を利用する。ばらつきに関しQTの別の測度として、すべてのQT値の標準偏差を基にすることが可能である。

10 【0043】

【発明の効果】本発明によりQTディスパージョン決定の際に得られた結果はより再現性が高い、すなわち既知の方法を用いるよりもばらつきの平均差異がより少ないということが判明した。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による心電モニタおよびI2誘導解析システムを概略で図示したものである。

【図2】本発明の望ましい実施例によるQTディスパージョンの判定方法を示すブロック図である。

【図3】ECG マーカを示している。

【図4】本発明中の方法により再構築されたT波を示している。

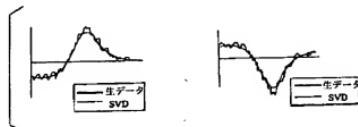
【図5】再構築されたT波とそれについて本発明により導出された検出間数を示している。

【図6】6個の胸部誘導のECGおよびその最初の主ペクトルをパターン照合用テンプレートとして示したものである。

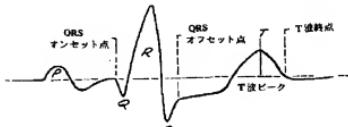
【図7】T波の終点を決定する最小二乗法を示している。

30 【図8】T波の終点を決定するための補正ファクタを示している。

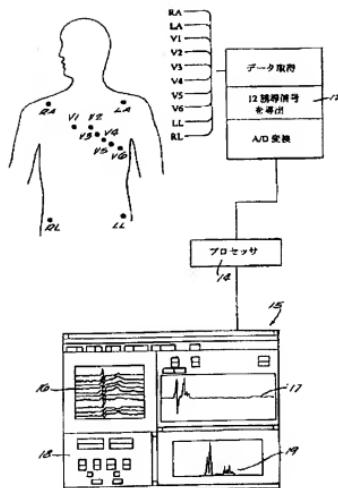
【図4】



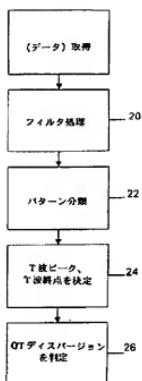
【図3】



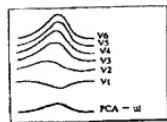
【図1】



【図2】



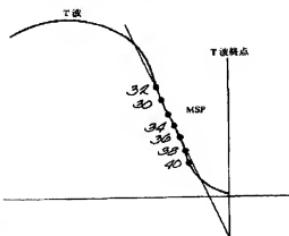
【図6】



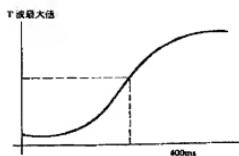
【図5】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72) 発明者 シャンカラ レディ  
アメリカ合衆国, ウィスコンシン 53012,  
シーダバーグ, タワー・アヴェニュー ダブ  
リュ75 エヌ766

【外國語明細書】

## 1. Title of Invention

METHOD AND APPARATUS FOR DETERMINING T-WAVE  
MARKER POINTS DURING QT DISPERSION ANALYSIS

## 2. Claims

1. A method of analyzing QT dispersions in ECG lead signals, comprising the steps of:

acquiring a plurality of ECG lead signals,  
filtering said signals to reduce noise without distorting  
the T-wave morphology,  
determining critical T-wave marker points,  
calculating QT dispersion and their heart rate corrected  
values from the determined T-wave marker points.

2. The method set forth in Claim 1 and including the step of classifying the T-waves into different groups.

3. The method set forth in Claim 1 wherein said filtering step comprises storing each of said ECG lead signals in a column-wise matrix and reconstructing each ECG signal by decomposing the matrix by the dimension reduction technique.

4. The method set forth in Claim 1 wherein said filtering step comprises storing each of said ECG lead signals in a column-wise matrix A and reconstructing each ECG signal by decomposing the matrix A by the dimension reduction technique into three matrices:

$$A_1 = U_1 S_1 V_1^T$$

where: U and V are each orthogonal matrices.

S is a diagonal matrix:  $\{s_1, s_2, \dots, s_k\}$  whose elements have monotonically decreasing values, i.e.,  $s_1 > s_2 > \dots > s_k$  and  $k < n$ , original dimension.

5. The method set forth in Claim 4 and including the step of generating a detection function from the absolute difference between successive samples of at least some of the reconstructed ECG signals and determining the T-peak from the valley points of the detection functions.

6. The method set forth in Claim 5 and including the step of determining the valley point of the detection function by regional centering.

7. The method set forth in Claim 6 wherein the step of determining critical T-wave marker points includes the steps of determining T-end from the intersection of the maximum slope of the reconstituted ECG signals after T-peak and a threshold value plus a non-linear correction function based on T-wave amplitude.

8. The method set forth in Claim 7 and including the steps of disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

9. The method set forth in Claim 8 and including the step of classifying the T-waves into different groups.

10. The method set forth in Claim 5 wherein the step of determining critical T-wave marker points includes the steps of generating templates of at least some of the ECG lead signals and matching measured ECG signals to said templates.

11. The method set forth in Claim 10 and including the steps of disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

12. The method set forth in Claim 11 and including the step of classifying the T-waves into different groups.

13. The method set forth in Claim 1 and including the steps of determining the absolute difference between successive samples of at least some of the reconstructed ECG signals, generating a detection function from said absolute difference, and determining the T-peak from the valley points of the detection functions.

14. The method set forth in Claim 13 wherein the step of determining the valley point of the detection function comprises regional centering.

15. The method set forth in Claim 13 wherein the step of determining critical T-wave marker points includes the steps of determining T-end from the intersection of the least-square fitted line around the maximum slope of the reconstituted ECG signals after T-peak and the threshold plus a non-linear correction function based on T-amplitude.

16. The method set forth in Claim 15 and including the steps of disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

17. The method set forth in Claim 13 wherein the step of determining critical T-wave marker points includes the steps of generating templates of at least some of the ECG lead signals and matching measured ECG signals to said templates.

18. The method set forth in Claim 17 and including the step of disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

19. Apparatus for analyzing QT dispersions in ECG lead signals, said apparatus including:

- means for acquiring a plurality of ECG lead signals,
- means for filtering said signals to reduce noise without distorting the T-wave morphology,
- means for determining critical T-wave marker points, and
- means for calculating QT dispersion and their heart rate corrected values from the determined markers.

20. The apparatus set forth in Claim 19 and including means for classifying the T-waves into different groups.

21. The apparatus set forth in Claim 19 wherein means for filtering comprises means for storing each of said ECG lead signals in a column-wise matrix and means for reconstructing each ECG signal by decomposing the matrix by the dimension reduction technique.

22. The apparatus set forth in Claim 19 wherein said means for filtering comprises means for storing each of said ECG lead signals in a column-wise matrix A and means for reconstructing each ECG signal by decomposing the matrix A by the dimension reduction technique into three sub-matrices:

$$A_i = U_i S_i V_i^T$$

where: U and V are each orthogonal matrices;

S is a diagonal matrix:  $[s_1, s_2, \dots, s_n]$  whose elements have monotonically decreasing values, i.e.,  $s_1 > s_2 > \dots > s_n$ .

23. The apparatus set forth in Claim 19 and including means for generating a detection function from the absolute difference between successive samples of at least some of the reconstructed ECG signals and means for determining the T-peak from the valley points of the detection functions.

24. The apparatus set forth in Claim 23 wherein the means for determining the T-peak includes means for the regional centering of the valley points.

25. The apparatus set forth in Claim 23 wherein the means for determining critical T-wave marker points includes means for determining T-end from the intersection of the maximum slope of the reconstituted ECG signals after T-peak and the threshold plus a non-linear correction function based on T-amplitude.

26. The apparatus set forth in Claim 23 and including means for disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

27. The apparatus set forth in Claim 23 wherein the means for determining critical T-wave marker points includes means for generating templates of at least some of the ECG lead signals and matching measured ECG signals to said templates.

28. The apparatus set forth in claim 27 and including means for disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

29. The apparatus set forth in Claim 19 and including means for generating a detection function from the absolute difference between successive samples of at least some of the reconstructed ECG signals and means for determining the T-peak from the valley points of the detection functions.

30. The apparatus set forth in Claim 29 wherein the means for determining the T-peak includes means for the regional centering of the valley points.

31. The apparatus set forth in Claim 30 wherein the means for determining critical T-wave marker points includes means for determining T-end from the intersection of the maximum slope of the reconstituted ECG signals after T-peak and the threshold plus a non-linear correction function based on T-amplitude.

32. The apparatus set forth in Claim 31 and including means for disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

33. The method set forth in Claim 32 and including means for classifying the T-waves into different groups.

34. The apparatus set forth in Claim 30 wherein the means for determining critical T-wave marker points includes means for generating templates of at least some of the ECG lead signals and matching measured ECG signals to said templates.

35. The apparatus set forth in claim 34 and including means for disregarding those ECG signals which are noisy, have flat T-waves or T-waves with undefined patterns.

36. The apparatus set forth in Claim 35 and including means for classifying the T-waves into different groups.

37. The method set forth in Claim 1 wherein the step of determining critical T-wave marker points comprises the steps of determining T-wave peak and T-wave end.

38. The apparatus set forth in Claim 19 wherein the means for determining critical T-wave marker points comprises means for determining T-peaks and T-end.

39. A method of analyzing QT dispersions in acquired ECG lead signals, comprising the steps of:

    determining critical T-wave markers of the acquired ECG signals,

    calculating QT dispersion and their heart rate corrected values from the determined T-wave markers.

40. The method set forth in Claim 37 wherein the step of determining the T-wave markers comprises determining T-peak and T-end.

41. Apparatus for analyzing QT dispersions acquired in ECG lead signals, said apparatus including:  
means for determining critical T-wave markers, and  
means for calculating QT dispersion and their heart rate corrected values from the determined T-wave markers.

42. The method set forth in Claim 41 and wherein the means for determining the T-wave markers comprises means for determining T-wave peak and T-wave end.

## 3. Detailed Description of Invention

The QT interval of a surface electrocardiogram is the time between the QRS onset and the end of the T-wave. QT dispersion is a measure of differences in the QT interval as measured in different ECG leads. One measure of QT dispersion is the difference between the longest and the shortest QT intervals; the other measure is the standard deviation of QT intervals measured from all the ECG leads. Recent research has found that increased QT dispersion is an indicator of malignant arrhythmias. Clinically, the QT dispersion may be used to monitor the effects of antiarrhythmic drugs and ventricular repolarization times. In most cases, QT dispersions were measured manually, where, the end of the T-wave was determined by measuring the point where the T-wave returns to the isoelectric line. However, interobserver and intraobserver differences in the QT dispersion were found in several studies. It is even more difficult to obtain consistent measurements in ECGs with noise or irregular T-wave shapes. For this reason, computerized automatic methods of measuring T-end and T-peak have been developed.

Markers for obtaining an objective and consistent measurement of T-wave end as proposed in these studies are: (a) the point where the T-wave crosses the isoelectric line plus a threshold; (b) the intersection of the final slope of the T-wave and a threshold level which is a fraction of the amplitude of the last peak of the T-wave; (c) the intersection of the final slope

of the differential of the T-wave and a threshold level which is a fraction of the amplitude of the last peak of the differential of the T-wave; (d) the point where the T-wave area reached a certain percentage (90%) of the whole T-wave area. Method (a) has the same problem as the manual method and methods (b) and (c) have difficulty in finding a stable maximum slope point in determining the thresholds. Method (d) has not proven to be useful in differentiating low risk patients from high risk patients.

There is a need to provide a T-wave marker in which the QT dispersion measurement has a good reproducibility and a good differentiation between low and high risk groups. It is well known that T-waves are not as clearly defined morphologically as QRS in both time and frequency domains. Therefore, any measurement method relying on a single point is susceptible to noise and to changes in T-wave shape.

It is an object of the invention to provide a new and improved method and apparatus for determining QT dispersion in ECG wave forms.

A further object of the invention is to provide a method and apparatus for determining the peak and end of the T-wave portion of an ECG wave form.

Another object of the invention is to provide a method and apparatus for determining T-wave markers in which the QT

dispersion measurement has a high degree of reproducibility.

A still further object of the invention is to provide a method and apparatus for providing T-wave markers in which the QT dispersion measurement has a high degree of differentiation between low and high risk groups.

Yet another object of the invention is to provide a method and apparatus for making QT dispersion measurements which do not rely on a single reference point.

It is a further object of the invention to provide a method and apparatus for making QT dispersion measurements whose accuracy are not susceptible to noise or changes in T-wave shapes.

These and other objects and advantages of the invention will become more apparent from the detailed description thereof taken with the accompanying drawings.

In general terms, the method comprises a method of analyzing QT dispersions in ECG lead signals, comprising the steps of: acquiring a plurality of ECG lead signals, filtering said signals to remove noise without distorting the T-wave morphology, determining critical T-wave marker points, and calculating QT dispersion and their heart rate corrected values from the determined markers.

According to a more specific aspect of the invention, the filtering step comprises storing each of said ECG lead signals in a column-wise matrix and reconstructing each ECG signal by decomposing the matrix by the dimension reduction technique.

According to a further aspect, the invention includes the step of generating a detection function from the absolute difference between successive samples of at least some of the reconstructed ECG signals and determining the T-peak from the valley points of the detection functions. According to one embodiment, the valley point of the detection function are determined by regional centering.

Yet another more specific aspect of the invention is the step of determining critical T-wave marker points includes the steps of determining T-end from the intersection of a least-square fitted line around the maximum slope of the reconstituted ECG signals after T-peak and a threshold value plus a non-linear correction function based on T-wave amplitude. According to another embodiment, the step of determining critical T-wave marker points includes the steps of generating templates of at least some of the ECG lead signals and matching measured ECG signals to said templates.

The invention also comprises an apparatus for analyzing QT dispersions in ECG lead signals and including: means for acquiring a plurality of ECG lead signals, means for filtering said signals to remove noise without distorting the T-wave morphology, means for determining critical T-wave marker points, and means for calculating QT dispersion and their heart rate corrected values from the determined markers.

According to a more specific aspect of the invention, the filtering comprises means for storing each of said ECG lead

signals in a column-wise matrix and means for reconstructing each ECG signal by decomposing the matrix by the dimension reduction technique.

According to another aspect, the invention includes means for generating a detection function from the absolute difference between successive samples of at least some of the reconstructed ECG signals and means for determining the T-peak from the valley points of the detection functions.

The invention also contemplates means for determining the T-peak includes means for the regional centering of the valley points.

According to a further aspect of the invention, the means for determining critical T-wave marker points includes the means for determining T-end from the intersection of the maximum slope of the reconstituted ECG signals after T-peak and the threshold plus a non-linear correction function based on T-amplitude.

In another embodiment, the means for determining critical T-wave marker points includes the steps of generating templates of at least some of the ECG lead signals and matching measured ECG signals to said templates.

Figure 1 schematically illustrates the cardiac monitor and twelve lead analyzing system according to the present invention. The system includes a conventional data acquisition module 12 which is connected by lead wires to ten or fourteen electrodes positioned on the patients body. In the illustrated embodiment, the electrodes are located to provide twelve leads of ECG signals. In particular, the electrodes include a right arm electrode RA; a left arm electrode LA; chest electrodes V1, V2, V3, V4, V5 and V6; a right leg electrode RL and a left electrode leg LL. For the acquisition module connected to fourteen electrodes, the additional chest electrodes positions are V3R, V4R, and V8, or any combination of the right ventricular and posterior chest locations. The acquisition module 12 includes conventional common mode rejection and filters for removing patient breathing and muscle artifacts. The acquisition module converts the analog lead signals to digital signals and generates conventional ECG leads I, II, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V3R, V4R, and V8 which are acquired directly for the patient leads and leads III, aVR, aVF and aVL, which are derived using Einthoven's law. The combination of electrode signals used for determining or deriving the ECG lead signals are well known in the art and will not be discussed here for the sake of brevity. The digitized ECG signals are provided to a processor 14 for twelve or fifteen leads and a QT dispersion and repolarization analyses.

The processor 14 is programmed to perform the method

illustrated in Figure 2 and forms a part of a QT dispersion analyzer 15. The analyzer is a personal computer running either on Microsoft Windows 95 or Microsoft Windows NT operating system. The main purpose of the analyzer is to analyze a large number of ECGs so that these ECGs can be reviewed on the first window 16 of the analyzer 15. The system also automatically detects T-offset and T-peak and computes QT dispersion, QT peak dispersion, and their heart rate corrected value which are displayed in the second window 18. In addition, the QT parameters are automatically detected for a group of ECG files in a batch mode and these results are saved in the Microsoft Access database. In addition, the QT map of the twelve lead ECG may also be displayed in window 19. In addition, there is a review function which allows the user to review the processed ECG data in window 17 and to modify the T-offset in T-peak if necessary. Finally, user may copy these ECG files from a floppy diskette to hard disk without overlapping file names and to print a report of the QT dispersion results.

The processor 14 is programmed to perform the method or functions illustrated in Figure 2, which is a block diagram showing the method of determining QT dispersion according to the preferred embodiment of the invention. The method or program includes the steps of filtering the ECG lead signals to reduce noise without distorting the T-wave morphology. The filtered signals are then classified into different groups such as upright, inverted, biphasic or TU combination. Critical markers

such as T-wave peak and T-wave end are determined. The QT dispersions are then calculated and their heart-rate values corrected based on determined markers. The markers are determined by measuring the fiducial points across all twelve leads, such as QRS onset and QRS offset. It has been shown that the dispersion of QRS onset across twelve leads is much smaller than the dispersion of the T-wave end. Therefore, the same QRS onset for all 12 leads may be used. The global offset point may be calculated as an initial reference for searching T-wave markers of individual leads. These markers are illustrated in Figure 3. The programmed computer includes means for performing the functions illustrated in the block diagram of Figure 2 and specifically means 20 for filtering the ECG signals to remove noise without distorting the T-wave morphology, means 22 for classifying the T-waves into different groups, means 24 for determining critical T-wave-marker points and means 26 for calculating QT dispersion.

The filtering step is based on a dimension reduction technique of Singular-Value-Decomposition (SVD). This technique is discussed in Numerical Recipes in C, The Art of Scientific Computing, by William H. Press, Saul A. Teukolsky, Brian P. Flannery and William T. Vetterling, Cambridge University Press (1988), pp. 60-71 and 534-539 which is incorporated by reference herein. SVD is based on the theorem of linear algebra that any  $U \times S$  matrix  $A$  whose number of rows  $U$  is greater or equal to the number of columns  $S$ , can be written as the product of an  $U \times S$  column-orthogonal matrix  $U_1$ , an  $U \times S$  diagonal matrix  $S_1$  with positive or zero elements and the transpose of an  $U \times S$  orthogonal matrix  $V$ . The shapes of these matrices are illustrated below

$$\left[ \begin{array}{c} A \\ \hline U \end{array} \right] = \left[ \begin{array}{c} S_1 \\ \hline S_2 \\ \vdots \\ S_n \end{array} \right] \cdot \left[ \begin{array}{c} V^T \\ \hline \end{array} \right]$$

The matrices  $U$  and  $V$  are orthogonal in the sense that their columns are orthonormal

$$\sum_{i=1}^M U_k U_n = \delta_{mn} \quad 1 \leq k \leq N \quad 1 \leq n \leq N$$

$$\sum_{j=1}^N U_k U_n = \delta_{kn} \quad 1 \leq k \leq N \quad 1 \leq n \leq N$$

or as a table

$$\begin{pmatrix} U^T \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} U \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} V^T \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} V \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \end{pmatrix}$$

Since  $V$  is square, it is also row-orthonormal,  $V \cdot V^T = 1$ .

The twelve or fifteen lead ECG signals are stored and in a column-wise matrix in which the first row comprises the digital signals representing the first sample in each lead and the first column comprises the samples in the first lead and so on. SVD dimension reduction technique decomposes the  $A$  matrix into three matrices:

$$A = USV^T$$

where:  $U$  and  $V$  are each orthogonal matrices in the sense that their columns are orthonormal;

$S$  is a diagonal matrix called a singular matrix

which also can be denoted  $[s_1, s_2, \dots, s_n]_{\text{diag}}$

whose elements have monotonically decreasing values, i.e.  $s_1 > s_2 > \dots > s_n$ .

After analyzing more than one hundred ECGs, it has been found that the first three diagonal components contribute more than 98% of the total energy i.e.

$$\frac{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}{N} > 98$$

$$\sum_{i=1}^N S_i^2$$

Therefore, the ECGs can be reconstructed using the first three components of each matrix. In this way,  $U_1$  can be taken as a subset of the  $U$  matrix whose first three columns are used, and  $V_1$  as a subset  $V$  whose first three rows are used, and  $S_1$  as a subset of  $S$  whose first three elements are used. The new twelve or fifteen lead ECGs are reconstructed as:  $A_1 = U_1 S_1 V_1^T$ . Two reconstructed T-waves along with their originals are displayed in Figure 4. It can be seen that reconstructed T-waves are smoother than the originals but without any phase distortion and prolongation which usually occurs when conventional digital filters are used. It was also found that by using the first four components, the QRS portion of the twelve-lead ECG signal can be reconstructed with high accuracy.

T-wave morphology can be categorized into several main patterns using a T-wave detection function. These patterns include monophasic with upright T (most normal ECGs), monophasic with inverted T, biphasic T and T-U combination. To form the detection function, the difference between successive samples of the SVD reconstructed T-wave and the absolute value is used. Two examples of T-wave detection function are shown in Figure 5. It can be seen that: (1) all values are positive in the T detection

function; (2) the peaks in the detection function correspond to maximum slopes (up-slope or down-slope) of the original T-wave; and (3) the valleys in the detection function correspond to the peaks in the original T-waves. This T-wave detection function removes possible baseline drift and enhances the features of the T-waves. Because the T-wave peak may be irregular or lie in a relatively flat plateau, the T-wave peak can more easily be identified from the valley in the detection function.

For pattern recognition, the patterns based on the morphology of the detection function can be summarized as follows:

(1) Both the morphasic upright and inverted T-waves have the same features in the detection function that is, two peaks and one valley; (2) the biphasic T-waves have more than three peaks and two valleys; and (3) the U-wave adds more peaks and valleys to the major peaks in the detection function.

As can be seen, the T-wave peak may be determined from the valley points of the detection function. However, the situation is more complex since the T-wave peaks are not clearly defined as are the peaks of the QRS wave form. In most cases, there is a plateau around the T-wave peak, especially for low amplitude T-waves. Accordingly, a regional centering step is employed to overcome this problem. The region around the valley point of the detection function is:

where:

$$(Pt_n \leq T_p - Th < Y_n < T_p + Th)$$

$P_t$ , are the sample points of the T-wave.

$T_p$  is the peak point defined by the detection function.

$Th$  is the regional threshold and

$Y_x$  is the amplitude of the T-wave around  $T_p$ .

The center point of this region is defined as the final T-peak.

This method has been found to be more reproducible than directly using the valley point of the detection function as the T-peak.

Another method for finding the T-peak is a template matching based on the SVD technique. For those T-waves that have been recognized as monophasic, an SVD analysis was performed. The T-wave template is the first column of the U matrix as shown in Figure 6, which is the vector of the first principal component. This template may be used to match the T-wave in a sliding window of the display 15 of Figure 1. The T-peak is defined as the point where the template and the T-wave have the largest correlation coefficient. This method is more accurate than the regional-centering method, since it uses a whole template instead of relying on just a few points.

After locating the T-peak, the maximum slope point (MSP) after the final T-peak is used to find the T-end. Instead of using the tangent of MSP, which could be more subject to noise, several neighbor points around the MSP may be analyzed. As shown in Figure 7, the region includes two points 30, 32 prior to the MSP, the MSP itself, and four points 34, 36, 38, 40 after the MSP. The least-square method may be used to fit a straight line to this region as shown in Figure 7. Another line is drawn with

a threshold defined in the T-P segment, which is the baseline plus one standard deviation in the window. The intersection of these two lines is defined as an initial T-end. A non-linear correction based on the amplitude of the T-peak is then applied to the initial T-end. This correction as shown in Figure 8 in which the correction in milliseconds plotted against T-peak. For the T-U case, the T-end is further extended to the nadir between the T-wave and U-waves.

Based on the T-peak and T-end points, QT dispersions may be calculated. First, those leads with any of the following conditions are eliminated:

- (a) Very noisy;
- (b) Very flat T-wave;
- (c) T-waves with undefined patterns.

For the T-peak dispersion, those leads with biphasic T-waves are eliminated.

Since the QT interval in milliseconds varies with the heart beats per minute (bpm), the T peak dispersion will also vary with the number of bpm. The dispersion for all 12-leads (global) and six prechordal leads (prechordal) are corrected according to heart rate using the well known Bazett's formula as follows:

$$QT_c = QT \cdot \sqrt{HR/60}$$

where

$QT_c$  = Corrected QT interval

QT = calculated QT interval

HR = heart rate in bpm.

For the dispersion, the difference between the maximum and minimum QT intervals are used i.e. the difference between the maximum QT-end (or QT-peak) and the minimum QT-end or QT-peak. Another measure of QT of dispersion can be based on the standard deviation of all QT values.

It has been found that the results obtained in determining QT dispersion in accordance with the invention is more reproducible that is, having lower mean differences in dispersion than with other known methods.

#### 4. Brief Description of the Drawings

Figure 1 schematically illustrates a cardiac monitor and twelve lead analyzing system according to the invention;

Figure 2 is a block diagram showing the method of determining QT dispersion according to the preferred embodiment of the invention.

Figure 3 shows ECG markers.

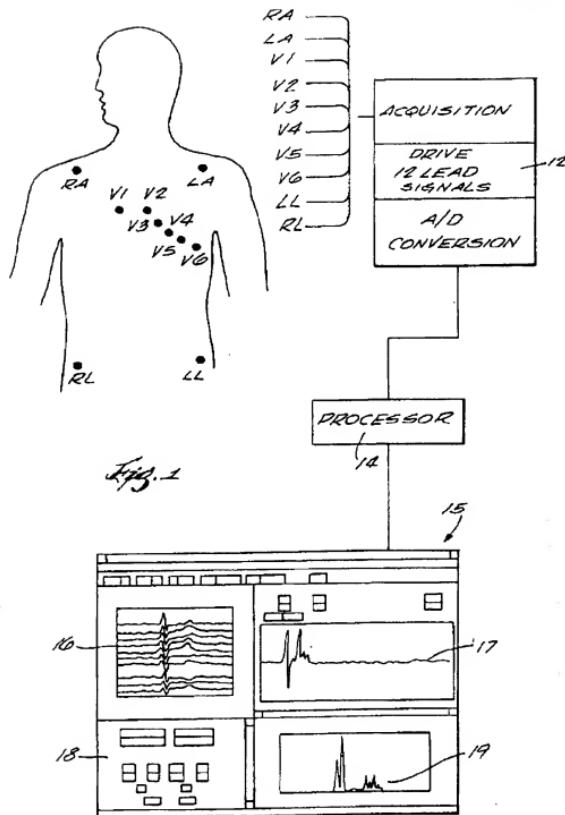
Figure 4 shows T-waves which were reconstructed in accordance with the method of the invention.

Figure 5 illustrates reconstructed T-waves and their detection functions derived in accordance with the invention;

Figure 6 shows six precordial leads of ECG and their first principal Vector as a template for pattern matching;

Figure 7 illustrates the least squares method of determining the T-wave end; and

Figure 8 shows the correction factor for determining T-wave end.



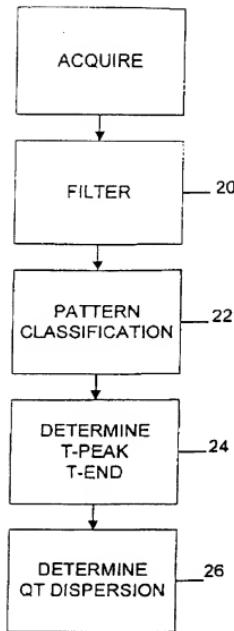
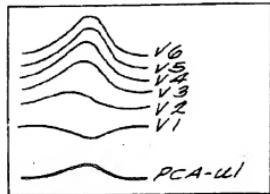
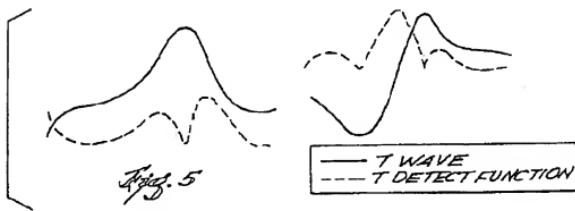
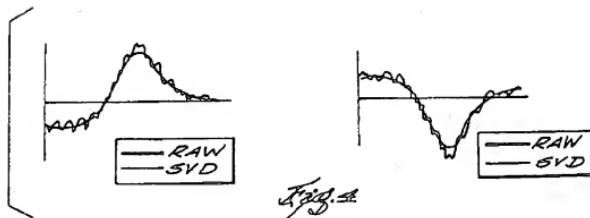
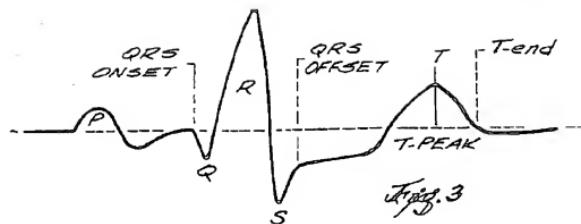
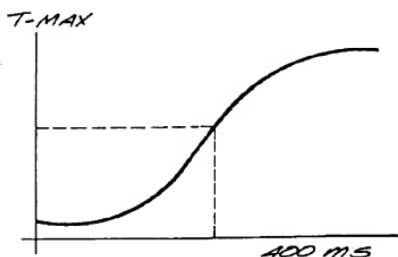
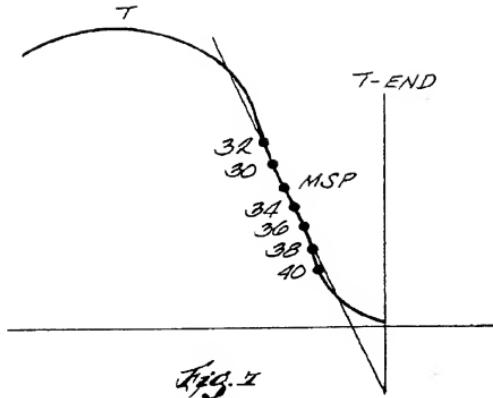


Fig. 2





## 1. Abstract

A method and apparatus for analyzing QT dispersions in ECG lead signals, comprising acquiring a plurality of ECG lead signals, filtering said signals to remove noise without distorting the T-wave morphology, determining critical T-wave marker points, and calculating QT dispersion and their heart rate corrected values from the determined markers. The apparatus comprises a processor programmed to perform these functions.